

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ
(РОСПАТЕНТ)

ФЕДЕРАЛЬНЫЙ ИНСТИТУТ ПРОМЫШЛЕННОЙ СОБСТВЕННОСТИ

рег. No 20/12-408

"23" июня 2000 г.

09/937286

СПРАВКА

#3
priority doc
1-9-01

Федеральный институт промышленной собственности Российского агентства по патентам и товарным знакам настоящим удостоверяет, что приложенные материалы являются точным воспроизведением первоначального описания, формулы и чертежей (если имеются) заявки на выдачу патента на изобретение N 2000103190, поданной в феврале месяце 11 дня 2000 года (11.02.2000).

RW00/207

4

Название изобретения

Способ получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения и устройство для его осуществления

Заявитель

КУМАХОВ Мурадин Абубекирович

Действительный автор(ы)

КУМАХОВ Мурадин Абубекирович

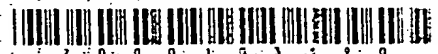


**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Уполномоченный заверить копию
заявки на изобретение

Г.Ф. Востриков
Заведующий отделом



МПК⁶ G01N 23/18
A61B 1/00

Способ получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения и устройство для его осуществления

Предлагаемые изобретения относятся к средствам внутривидения и предназначены для получения в визуально воспринимаемой форме изображения внутренней структуры объекта, в частности биологического, с использованием рентгеновского излучения. Преимущественными областями применения предлагаемых изобретений являются дефектоскопия и медицинская диагностика.

Известны разнообразные способы и устройства указанного назначения, реализующие традиционные принципы проекционной рентгеноскопии. В таких способах и устройствах видимое изображение внутренней структуры объекта, например тканей биологического объекта, получают в виде теневой проекции. Плотность получаемого изображения в каждой из его точек определяется суммарным ослаблением рентгеновского излучения, прошедшего через исследуемый объект на пути от источника к средству детектирования. В качестве последнего выступают флуоресцирующий экран либо рентгеновская пленка, которую для визуализации изображения подвергают химической об-

работке (см.: Политехнический словарь. М., «Советская энциклопедия», 1976 [1], с. 425; Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Уэбба. М., «Мир», 1991 [2], с. 40-41).

В названных известных способах и устройствах получают изображение реальной трехмерной структуры в виде упомянутой двумерной теневой проекции, интерпретация которой требует наличия у специалиста, осуществляющего анализ объекта, в частности техническую или медицинскую диагностику, соответствующих опыта и квалификации и в ряде случаев затруднена. Причинами этого являются низкий контраст, невысокое отношение сигнал/шум, неизбежное наложение изображений структурных элементов, невозможность количественного сопоставления отдельных локальных фрагментов объекта по плотности. Резкость и контрастность получаемого изображения снижаются также под влиянием попадающих на средство детектирования квантов вторичного комптоновского рассеянного излучения.

Известны также способы и устройства для рентгеновской компьютерной томографии, позволяющие получить двумерное изображение тонкого слоя трехмерного объекта (В.В.Пиклов, Н.Г.Преображенский. Вычислительная томография и физический эксперимент. Успехи физических наук, т. 141, вып. 3, ноябрь 1983, с. 469-498 [3]); см. также [2], с. 138-146. В таких способах осуществляют многократное облучение исследуемого объекта с различных позиций и прием прошедшего через него излучения линейкой детекторов. Распределение плотностей тканей объекта в исследуемом сечении получают в дискретной форме путем решения с применением компьютера системы урав-

нений, порядок которой и количество элементов разрешения соответствуют произведению числа позиций, с которых производится облучение, на количество детекторов. Выполняя облучение в разных сечениях, можно получить на основе набора двумерных послойных изображений трехмерное изображение объекта. Средства компьютерной томографии принципиально позволяют получить изображение с довольно высоким качеством, причем оно представляет собой именно картину распределения плотностей тканей (а не картину, обусловленную интегральным поглощением вещества (например, биологических тканей), расположенного на пути излучения от источника до того или иного элемента наблюдаемой проекции). Однако это достигается за счет увеличения количества позиций, с которых производится облучение. При этом увеличивается доза поглощенного веществом излучения, что нежелательно (а в медицинских приложениях чаще всего недопустимо). Наличие комптоновского рассеянного излучения является отрицательно влияющим фактором и в этой группе известных способов и устройств. Для медицинских приложений способов и устройств обеих рассмотренных групп характерно также то, что не представляющие интереса при исследовании ткани и органы, расположенные на пути излучения (как до, так и после исследуемой области), тоже подвергаются интенсивному облучению (в способах и устройствах второй группы - меньше, чем в способах и устройствах первой группы благодаря тому, что при выборе разных позиций облучаются разные ткани и органы, окружающие исследуемые).

Повышение разрешающей способности в средствах второй группы, требующее увеличения количества облучений с разных позиций, ограничено, в первую очередь, вследствие недопустимого возрастания дозы облучения. Технические средства для получения первичной информации и последующего реконструирования изображения довольно сложны. Это обусловлено как необходимостью использования быстродействующих компьютеров со специальным программным обеспечением, так и высокими требованиями к точности механических элементов конструкции, которые должны гарантировать правильную локализацию одних и тех же элементов разрешения в исследуемой области при облучении их с разных позиций. Последнее обусловлено тем, что в расчетах при реконструировании изображения должны фигурировать фактические данные, полученные в разных циклах облучения, но относящиеся к одним и тем же элементам разрешения.

Способы и устройства второй из названных выше групп, в которых получают информацию в дискретной форме о плотности каждого из элементов разрешения, наиболее близки к предлагаемым.

Технический результат, на получение которого направлены предлагаемые изобретения, заключается в повышении точности определения относительных показателей плотности вещества объекта в получаемом изображении в сочетании с исключением использования сложных и дорогостоящих технических средств. При использовании предлагаемых изобретений в диагностических целях в медицине и других исследованиях, связанных с воздействием на

биологические объекты, достигаемый результат заключается также в уменьшении дозы облучения тканей, окружающих исследуемые.

Для получения указанных видов технического результата в предлагаемом способе получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения концентрируют рентгеновское излучение в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области объекта. Возникающее в этой зоне вторичное излучение (рассеянное комптоновское когерентное и некогерентное излучение, флуоресцентное излучение) транспортируют к одному или нескольким детекторам. Перемещая указанную зону, осуществляют сканирование исследуемой области объекта. Одновременно определяют и фиксируют с координаты точки зоны концентрации рентгеновского излучения, к которой относят текущие результаты измерений. По совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких детекторов и определяемых одновременно с координатами указанной точки, судят о плотности вещества объекта в этой точке. Полученные значения величин, принимаемых в качестве показателей плотности вещества объекта, вместе с соответствующими им значениями координат используют для построения картины распределения плотности вещества в исследуемой области объекта. Перемещение зоны концентрации рентгеновского излучения для сканирования исследуемой области объекта осуществляют путем относительного перемещения исследуемого объекта и неподвижных относительно друг друга источников рентгеновского излучения совместно со

средствами его концентрации, средств транспортирования вторичного излучения к детекторам и самих детекторов.

Общим для известных из ([2], с. 138-146, [3], с. 471-472) и предлагаемого способов является воздействие на исследуемый объект рентгеновским излучением при относительном перемещении исследуемого объекта и рентгенооптической системы, включающей источники рентгеновского излучения совместно со средствами управления им и детекторы.

Одно из отличий предлагаемого способа заключается в наличии операции концентрирования рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений. Сканирование, наличие которого является общим признаком известного и предлагаемого способов, в последнем осуществляется совершенно иначе - путем переноса текущего положения зоны концентрации рентгеновского излучения в окрестность очередной точки, для которой хотят определить плотность вещества исследуемого объекта. Отличительным признаком является также операция транспортирования из зоны концентрации к детектору (детекторам) возбужденного в этой зоне вторичного излучения (рассеянного комптоновского когерентного и некогерентного излучения, флуоресцентного излучения).

При этом на детектор (детекторы) воздействует не излучение самого источника, прошедшее через исследуемый объект, а указанное вторичное излучение. Интенсивность последнего, как известно (см. Дж. Джексон. Классическая электродинамика. М., «Мир», 1965, с. 537-538 [4]), при прочих равных

условиях пропорциональна плотности вещества, в котором это излучение возбуждено, независимо от природы вещества. Благодаря этому вторичное рассеянное излучение, являющееся в известном способе мешающим фактором, превращается в информативный фактор. Использование текущих значений интенсивности вторичного излучения в качестве показателя плотности вещества в точке, к которой относят текущие результаты измерений, также является отличием предлагаемого способа.

Отличия предлагаемого способа от известного охарактеризованы также ниже при описании возможных частных случаях его реализации, предусматривающих использование различных комбинаций средств для концентрации рентгеновского излучения и транспортирования вторичного рассеянного излучения.

В одном из таких частных случаев концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров. При этом используют соответствующее количество разнесенных в пространстве рентгеновских источников. Транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам также осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров. При этом все коллиматоры ориентируют так, чтобы оси их центральных каналов пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В другом частном случае концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное. Транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам в этом случае осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз или линз, фокусирующих это излучение на детекторах. Возможно также транспортирование вторичного излучения к одному или нескольким детекторам с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, формирующих квазипараллельное излучение. При этом все рентгеновские линзы и полулинзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Еще в одном частном случае концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одного или нескольких коллиматоров. При этом рентгеновские полулинзы и коллиматоры ориентируют так, чтобы оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов всех коллиматоров пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, можно осуществлять также, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующее количество рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах и имеющих второй фокус в указанной точке.

В частном случае, предусматривающем концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, с использованием одного или нескольких разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующего количества рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в указанной точке, транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам может осуществляться с помощью коллиматоров, ориентируемых таким образом, чтобы оптические оси их центральных каналов пересекались в той же точке.

Предлагаемое устройство для получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения содержит средство позиционирования исследуемого объекта, рентгенооптическую систему, средства для относительного перемещения средства позиционирования исследуемого объекта и рентгенооптической системы, средство для обработки

и отображения информации, датчики для определения координат точки, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области объекта, связанные со средством позиционирования исследуемого объекта и рентгенооптической системой, подключенные своими выходами к средству для обработки и отображения информации, при этом рентгенооптическая система содержит один или несколько рентгеновских источников, средства для концентрации излучения указанных одного или нескольких рентгеновских источников в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, одно или несколько средств для транспортирования возникающего вторичного излучения и расположенные у их выходов детекторы этого излучения, выходы которых подключены к средству для обработки и отображения информации.

Общим для известного и предлагаемого устройств является наличие средства позиционирования исследуемого объекта, рентгенооптической системы, средства для перемещения относительно друг друга средства позиционирования исследуемого объекта и рентгенооптической системы, координатных датчиков, а также средства для обработки и отображения информации.

В отличие от известного, в предлагаемом устройстве рентгенооптическая система содержит средства для концентрации излучения указанных одного или нескольких рентгеновских источников в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений. Кроме того, она содержит одно или несколько средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детекторам этого излучения, благодаря чему на входы детекто-

ров поступает именно это излучение, а не излучение источника (источников), прошедшее через исследуемый объект. Координатные датчики в предлагаемом устройстве выполняют иную функцию, чем в известном - они служат для определения координат точки, к которой относят текущие результаты измерений. Отлична и функция средства для обработки и отображения информации - оно оперирует с входными данными, непосредственно несущими информацию о плотности вещества и координатах точки, к которой эти данные относятся. Конструкция предлагаемого устройства и принцип его действия создают предпосылки для полного исключения зависимости точности и разрешающей способности от средств обработки информации, так как эти показатели качества устройства практически полностью определяются параметрами используемых средств концентрации рентгеновского излучения.

Другие отличия, присущие предлагаемому устройству в различных возможных частных случаях его выполнения, охарактеризованы ниже.

В одном из таких частных рентгенооптическая система предлагаемого устройства содержит несколько рентгеновских источников. При этом каждое из средств для концентрации их излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, и средств для транспортирования возникающего в ней вторичного излучения к детекторам выполнено в виде коллиматора с каналами, ориентированными в зону концентрации излучения рентгеновских источников. Оптические оси центральных каналов всех коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В этом частном случае входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники могут быть квазиточечными. При этом коллиматоры имеют каналы, сфокусированные на этих источниках и расходящиеся (расширяющиеся) в сторону средства позиционирования исследуемого объекта. Между выходом каждого рентгеновского источника и входом соответствующего коллиматора расположен экран с отверстием.

В том же частном случае входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники могут быть протяженными. При этом коллиматоры имеют каналы, сходящиеся (сужающиеся) в сторону средства позиционирования исследуемого объекта.

В другом частном случае выполнения предлагаемого устройства входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного рассеянного комптоновского излучения к детектору - в виде рентгеновской полулинзы, фокусирующей это излучение на детекторе. При этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В следующем частном случае выполнения предлагаемого устройства, как и в предыдущем, входящие в состав рентгенооптической системы рентге-

новские источники являются квазиточечными и каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное. Однако, в отличие от предыдущего случая, каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору выполнено в виде рентгеновской полулинзы с фокусом в точке, к которой относят результаты измерений, преобразующей указанное излучение в квазипараллельное и направляющей его на детектор. При этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Еще в одном частном случае входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники тоже являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное. Однако, в отличие от предыдущего случая, каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей это излучение на детекторе и имеющей второй фокус в зоне концентрации рентгеновского излучения, оптические оси всех рентгеновских полулинз и линз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

В следующем частном случае, как и в двух предыдущих, входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными и каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное. При этом каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору выполнено в виде коллиматора с каналами, расходящимися (расширяющимися) в сторону соответствующего детектора, а оптические оси всех рентгеновских и полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Рентгенооптическая система предлагаемого устройства может быть выполнена и следующим образом. Входящие в ее состав рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего рентгеновского источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного комптоновского излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, сходящимися (сужающимися) в сторону соответствующего детектора, оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Возможно и такое выполнение предлагаемого устройства, когда входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника. При этом каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей это излучение на соответствующем детекторе, оптические оси всех рентгеновских линз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Следующий частный случай выполнения предлагаемого устройства характеризуется тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, сужающимися (сходящимися) в сторону соответствующего детектора. При этом оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Еще один возможный частный случай выполнения устройства характеризуется тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгенов-

ские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного комптоновского излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, расширяющимися (расходящимися) в сторону соответствующего детектора. При этом оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Предлагаемые изобретения иллюстрируются чертежами, на которых показаны:

- на фиг. 1, поясняющей принципы, положенные в основу предлагаемого способа, - схематическое изображение взаимного расположения и соединения основных элементов устройства для осуществления предлагаемого способа;
- на фиг. 2 и 3 - частные случаи реализации способа и выполнения устройства с использованием коллиматоров для концентрации рентгеновского излучения и транспортирования вторичного излучения к детекторам;
- на фиг. 4 и 5 - то же с использованием рентгеновских полулинз;
- на фиг. 6 - то же с использованием рентгеновских полулинз для концентрации рентгеновского излучения и «полных» рентгеновских линз - для транспортирования вторичного излучения к детекторам;

- на фиг. 7 и 8 - то же использованием рентгеновских полулинз для концентрации рентгеновского излучения и коллиматоров - для транспортирования вторичного излучения к детекторам;

- на фиг. 9 - то же с использованием рентгеновских линз для концентрации рентгеновского излучения и транспортирования вторичного излучения к детекторам;

- на фиг. 10 и 11 - то же использованием рентгеновских линз для концентрации рентгеновского излучения и коллиматоров - для транспортирования вторичного излучения к детекторам.

Предлагаемый способ осуществляется с помощью предлагаемого устройства следующим образом.

Расходящееся рентгеновское излучение от квазиточечного источника 1 (фиг. 1) фокусируется рентгеновской линзой 2 в заданной точке 4 исследуемой области 7 объекта 5 (например, биологического). Последний размещен требуемым образом с помощью средства 10 для позиционирования. Сфокусированное в точке 4 излучение возбуждает вторичное рассеянное излучение вещества объекта 5 (когерентное и некогерентное комптоновское излучение, флуоресцентное излучение). Интенсивность вторичного излучения с точностью до флуктуаций, обусловленных стохастическим характером процесса возбуждения вторичного излучения, пропорциональна плотности вещества, в котором оно возникает. В той же самой точке 4 находится фокус второй рентгеновской линзы 3. Эта линза фокусирует захваченное ею рассеянное вторич-

ное излучение на детекторе 6, который преобразует его в электрический сигнал, подаваемый на вход средства 12 обработки и отображения информации 12. Выбор положения общей фокусной точки 4 линз 1 и 3 осуществляется путем перемещения относительно друг друга средства 10 для позиционирования объекта и группы элементов устройства - рентгенооптической системы 8, включающей источник рентгеновского излучения 1, рентгеновские линзы 2, 3 и детектор 6 излучения.

Поясним, что линзы для управления рентгеновским излучением (фокусирования расходящегося излучения, формирования квазипараллельного пучка из расходящегося излучения, фокусирования квазипараллельного пучка и др.) представляют собой совокупность изогнутых каналов транспортировки излучения, в которых излучение испытывает многократное полное внешнее отражение (см., например: В.А.Аркадьев, А.И.Коломийцев, М.А.Кумахов и др. Широкополосная рентгеновская оптика с большой угловой апертурой. Успехи физических наук, 1989, том 157, выпуск 3, с. 529-537 [6], где описана первая такая линза, и патент США №5744813 (опубл. 28.04.98) [7], где описана более современная линза). Линза в целом имеет форму бочки (т.е. сужается к обоим торцам), если она предназначена для фокусирования расходящегося излучения, или полубочки (т.е. сужается только к одному из торцов), если она предназначена для преобразования расходящегося излучения в квазипараллельное или для фокусирования такого излучения. Для обозначения линз двух названных типов получили распространение соответственно термины «полная линза» и «полулинза».

Возможны два варианта работы и использования устройства по фиг. 1. В одном из которых неподвижно средство 10 для позиционирования исследуемого объекта вместе с размещенным в нем исследуемым объектом 5, а перемещается рентгенооптическая система 8 (возможность ее перемещения показана на фиг. 1 стрелками 9) с сохранением взаимного расположения элементов 1, 2, 3 и 6 (а следовательно и совпадения фокусов линз 1 и 3). В другом варианте, наоборот, неподвижна рентгенооптическая система 8, а перемещается средство 10 для позиционирования вместе с исследуемым объектом 5. Целесообразность реализации того или иного варианта зависит от того, каковы размеры и массы объекта 5 по сравнению с размерами и массой группы перечисленных выше элементов, составляющих рентгенооптическую систему 8.

Устройство содержит также координатный датчик 11, реагирующий на взаимное перемещение рентгенооптической системы 8 и средства 10 для позиционирования и связанный с последним. Датчик 11 должен быть отрегулирован таким образом, чтобы формировать сигналы, пропорциональные текущим координатам общей фокусной точки 4 линз 2 и 3 относительно выбранного начала отсчета, связанного со средством 10 для позиционирования. Выходные сигналы датчика 11, как и выходной сигнал детектора 6, подаются на входы средства 12 обработки и отображения информации. Фокусная точка 4 является в данном случае точкой, к которой относят текущие результаты измерений и в окрестности которой (с учетом конечного размера фокусной зоны рентгеновской линзы 2) фактически сконцентрировано излучение ис-

точника 1. Средство 12 обработки и отображения информации обеспечивает воспроизведение картины распределения плотности вещества объекта, реализуя тот или иной алгоритм формирования двумерного или трехмерного изображения на экране (см., например: Е.Лапшин. Графика для IBM PC. М., «Солон», 1995 [5]). В простейшем случае, когда, например, сканирование (перемещение зоны концентрации рентгеновского излучения, включающей точку 4, к которой относят текущие результаты измерений) осуществляют в каком-либо плоском сечении объекта 5, синхронно со сканированием может осуществляться развертка изображения на экране средства 12 с длительным послесвечением; возможно также запоминание определенного количества результатов измерений с последующей периодической разверткой изображения, и т.п.

Принцип действия предлагаемых изобретений основан на том, что интенсивность рассеянного вторичного комптоновского излучения (вероятность возникновения квантов этого излучения) при прочих равных условиях (в частности, при данной интенсивности воздействующего на вещество первичного рентгеновского излучения) пропорциональна плотности вещества.

Как уже отмечалось выше при раскрытии сущности предлагаемых способа и устройства, использование квантов рассеянного вторичного комптоновского излучения в качестве информативных, в отличие от известных способов и устройств, где они оказывают мешающее влияние, представляет главную особенность этих изобретений.

Как уже отмечалось, при медицинских применениях предлагаемых изобретений важным преимуществом является возможность получения приемлемой точности при меньших дозах облучения биологических тканей.

Для оценки возможного выигрыша примем следующие предположения: энергия фотонов $E=50 \text{ кэВ}$; зона концентрации рентгеновского излучения находится на глубине 50 мм и имеет размеры $1 \text{ мм} \times 1 \text{ мм} \times 1 \text{ мм}$ (такие значения характерны, например, для условий наблюдения и точности в маммографических исследованиях); детектор воспринимает 5% вторичного излучения, возникшего на глубине 5 см (это предположение означает, что вторичное излучение, прежде чем попасть на вход средства транспортирования его к детектору, проходит 5 см в теле пациента и при этом угол захвата линзы или коллиматора, доставляющего вторичное излучение к детектору, составляет $0,05 \times 4\pi$ стерадиан). Учитывая, что линейный коэффициент поглощения фотонов в теле пациента близок к таковому в воде при энергии $E=50 \text{ кэВ}$ имеет порядок $2 \times 10^1 \text{ 1/см}$, получаем, что, проникая на глубину 5 см , первичный пучок излучения уменьшает свою интенсивность в $\exp(2 \times 10^1 \times 5) = e \approx 2,71$ раза. Выходя из тела пациента, вторичное излучение (энергия фотонов которого весьма близка к 50 кэВ), тоже уменьшает свою интенсивности в $e \approx 2,71$ раза. Таким образом, общая потеря интенсивности вследствие поглощения излучения в теле пациента составит $e \times e \approx 7,3$ раза. Занижая оцениваемый выигрыш, учтем только комптоновскую составляющую вторичного излучения. На толщине Δx вероятность образования квантов вторичного комптоновского излучения равна $\omega = \sigma_k \times N_e \times \Delta x$, где $\sigma_k = 6.55 \times 10^{-25} \text{ см}^2$ - сечение вторичного

комптоновского рассеяния; $N_e = 3 \times 10^{23} \text{ л/см}^3$ - плотность электронов в воде. Таким образом, при $\Delta x = 1 \text{ мм} = 10^{-1} \text{ см}$ вероятность $\omega = 6.55 \times 10^{-25} \times 3 \times 10^{23} \times 10^{-1} \approx 2 \times 10^{-2}$. Иначе говоря, для образования одного вторичного фотона на длине $\Delta x = 1 \text{ мм}$ необходимы в среднем $1 : (2 \times 10^{-2}) = 50$ фотонов первичного излучения.

Потребуем, чтобы погрешность оценки плотности (т.е. определения количества вторичных фотонов) имела порядок 1%. С учетом вероятностного характера процесса среднеквадратическое значение относительной погрешности равно $\delta = 1/(N)^{1/2}$, где N - количество зарегистрированных фотонов. Значению $\delta = 0,01$ соответствует $N = 10000$.

Теперь мы можем составить несложное уравнение для N_x - необходимого количества первичных фотонов, которые проникают на глубину 5 см и создают на этой глубине вторичное комптоновское излучение, проходящее, в свою очередь, 5 см, и при этом детектора достигают $N = 10000$ фотонов:

$$N_x \times e^{-2} \times 5 \times 10^{-2} \times 2 \times 10^{-2} = 10^4.$$

Здесь коэффициент 5×10^{-2} означает, что из всего количества образованных вторичных фотонов попадают на детектор и фиксируются только 5% = $5 \cdot 10^{-2}$. Из уравнения получаем $N_x = 7,3 \times 10^7$.

Фотоны с энергией $E=50 \text{ кэВ}$ создают дозу облучения, равную 1 Рентгену, если поток этих фотонов равен $2,8 \times 10^{10} \text{ л/см}^2$ (табличные данные для соотношения между энергией фотонов, их количеством и дозой, см. например, [2]). Если предположить, что поперечное сечение пучка первичного рентге-

новского излучения при входе в тело пациента равно 1 см^2 , то поток $7,3 \times 10^7 \text{ 1/см}^2$ создаст в теле пациента дозу облучения, равную $2,6 \times 10^{-3}$ Рентген.

При традиционной рентгеновской томографии, например, при исследовании остеопороза, доза облучения обычно составляет $100 \div 300$ миллирентген (В.И.Мазуров, Е.Г.Зоткин. Актуальные вопросы диагностики и лечения остеопороза. Санкт-Петербург, ИКФ «Фолиант», 1998, с. 47 [8]), т.е. примерно в 100 раз больше.

Дозу можно дополнительно уменьшить в несколько раз, если облучение вести с помощью нескольких источников, пучки которых приходят в зону концентрации по разным путям, не суммируясь в теле пациента.

Поэтому наиболее целесообразны варианты осуществления предлагаемых способа и устройства, в которых используются несколько разнесенных в пространстве источников рентгеновского излучения и детекторов с соответствующим количеством средств концентрации излучения и транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам (линз, полулинз, коллиматоров). С одной стороны, это позволяет достигнуть более эффективной концентрации (в случае единственного средства для концентрации таковая возможна только при использовании рентгеновской линзы, как показано на фиг. 1) излучения и увеличить отношение сигнал/шум на выходе детекторов. С другой стороны, это даст возможность сделать более распределенным воздействие на исследуемый объект рентгеновского излучения и избежать передозировки облучения частей объекта, не подлежащих исследованию. Использование нескольких детекторов с простым усреднением (или более сложной

обработкой выходных сигналов разных детекторов в средстве 12 обработки и отображения информации, например «весовым» усреднением либо обработкой, учитывающей наличие корреляции плотностей в близких друг к другу точках) при прочих равных условиях позволяет использовать источники рентгеновского излучения меньшей мощности без потери точности. Кроме того, при усреднении уменьшается влияние других факторов, снижающих точность (например, неодинакового поглощения излучения источников на пути к разным точкам, в которых определяется плотность, и вторичного излучения на пути от этих точек ко входам средств транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам).

Ниже (фиг. 2 - фиг. 11) рассматриваются именно такие варианты.

Наиболее просты с точки зрения технической реализации варианты, показанные на фиг. 2 и фиг. 3.

В схеме фиг. 2 используются квазиточечные рентгеновские источники 1 и коллиматоры 13 с каналами, расходящимися (расширяющимися) в направлении распространения излучения для концентрации его в зоне 16. Между источниками 1 и коллиматорами 13 установлены экраны 14 с отверстиями для пропускания излучения на входы коллиматоров и предотвращения его непосредственного (минуя коллиматоры) попадания на объект. Вторичное излучение транспортируется к детекторам 6 с помощью коллиматоров 15 с каналами, которые сходятся (сужаются) в направлении распространения излучения, т.е. в сторону детекторов 6, и могут иметь фокус на их чувствительной поверхности.

В качестве детекторов 6 возможно использование, например, полупроводниковых детекторов, имеющих малую входную апертуру.

На фиг. 3 коллиматоры имеют ориентацию, противоположную показанной на фиг. 2. Для полного использования входной апертуры коллиматоров 18, концентрирующих излучение в зоне 16, целесообразно применение протяженных рентгеновских источников 17. По аналогичной причине целесообразно использовать детекторы 20 с большой входной апертурой (например, сцинтилляционного типа).

На фиг. 4 средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 и средства транспортирования вторичного излучения выполнены в виде рентгеновских полулинз 21, 22 соответственно. При этом полулинзы 22 фокусируют рассеянное вторичное излучение на детекторах 6.

На фиг. 5 средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 и средства транспортирования вторичного излучения выполнены в виде рентгеновских полулинз 21, 23 соответственно. При этом полулинзы 23 преобразуют рассеянное вторичное излучение в квазипараллельное и направляют его на детекторы 20 с большой входной апертурой.

На фиг. 6 показан комбинированный вариант: средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 выполнены в виде рентгеновских полулинз 21, направляющих в зону 16 параллельные пучки, а средства транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам 6 - в виде «полных» рентгеновских линз 3.

На фиг. 7 и 8 показаны другие комбинации, отличающиеся от предыдущей тем, что средства транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам выполнены в виде коллиматоров.

На фиг. 7 коллиматоры 19 имеют каналы, расширяющиеся в сторону детекторов 6, а последние имеют большую входную апертуру.

На фиг. 8, наоборот, коллиматоры 15 имеют каналы, сужающиеся в сторону детекторов 6, а последние имеют малую входную апертуру.

На фиг. 9 показан наиболее эффективный с точки зрения точности и разрешающей способности вариант, в котором средства концентрации излучения квазиточечных источников 1 и средства транспортирования вторичного излучения к детекторам 6 выполнены в виде «полных» линз 2 и 3 соответственно (ср. этот вариант с показанным на фиг. 1).

На фиг. 10 и 11 показаны еще два комбинированных варианта. Их объединяет то, что в качестве средств концентрации излучения квазиточечных источников 1 использованы «полные» рентгеновские линзы 2.

На фиг. 10 в качестве средства для транспортирования вторичного излучения к детекторам 6 с малой апертурой показано использование коллиматоров 15, сужающихся в сторону детекторов.

На фиг. 11 в качестве средства для транспортирования вторичного комптоновского излучения к детекторам 20 с большой апертурой показано использование коллиматоров 19, расширяющихся в сторону детекторов.

Использование той или иной схемы реализации способа и построения устройства определяется как наличием возможности применения таких эффективных средств концентрации и транспортирования излучения, какими являются рентгеновские линзы или полулинзы, так и требуемой разрешающей способностью. Последний фактор влияет и на выбор параметров линз и полулинз (таких, как размер фокусного пятна, протяженность фокусной зоны в направлении оптической оси линзы и др.). При этом учитывается, что реализация весьма высокой разрешающей способности при использовании «полных» линз (порядка долей миллиметра и более высокой), сопряжена с увеличением времени, необходимого для сканирования исследуемой области объекта. Принимаются во внимание и прочие обстоятельства, такие как наличие рентгеновских источников подходящей мощности и размеров и др.

Наличие описанных и многочисленных других вариантов реализации предлагаемого способа и построения предлагаемого устройства предоставляет широкие возможности для конструирования средств внутривидения, удовлетворяющих предъявляемым конкретным требованиям.

Источники информации

1. Политехнический словарь. М., «Советская энциклопедия», 1976.
2. Физика визуализации изображений в медицине. Под ред. С. Уэбба. М., «Мир», 1991.

3. В.В.Пиклов, Н.Г.Преображенский. Вычислительная томография и физический эксперимент. Успехи физических наук, т. 141, вып. 3, ноябрь 1983.
4. Дж. Джексон. Классическая электродинамика. М., «Мир», 1965.
5. Е.Лапшин. Графика для IBM PC. М., «Солон», 1995.
6. В.А.Аркадьев, А.И.Коломийцев, М.А.Кумахов и др. Широкополосная рентгеновская оптика с большой угловой апертурой. Успехи физических наук, 1989, том 157, выпуск 3.
7. Патент США №5744813 (опубл. 28.04.98).
8. В.И.Мазуров, Е.Г.Зоткин. Актуальные вопросы диагностики и лечения остеопороза. Санкт-Петербург, ИКФ «Фолиант», 1998.

Формула изобретения

1. Способ получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения, при котором концентрируют рентгеновское излучение в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области объекта, транспортируют возникающее в этой зоне вторичное излучение к одному или нескольким детекторам, перемещая указанную зону, осуществляют сканирование исследуемой области объекта и по совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких детекторов и определяемых одновременно с координатами точки зоны концентрации рентгеновского излучения, к которой относят текущие результаты измерений, судят о плотности вещества объекта в этой точке и используют значения плотности вместе с соответствующими им значениями координат для построения картины распределения плотности вещества в исследуемой области объекта.

2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области объекта, осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров, используя соответствующее количество разнесенных в пространстве рентгеновских источников, и транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам также осуществляют с помощью одного или нескольких коллиматоров, при этом все коллиматоры ориентируют так, чтобы

оси их центральных каналов пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

3. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, фокусирующих это излучение на детекторах или формирующих квазипараллельное излучение, при этом все рентгеновские полулинзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

4. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, осуществляют с помощью одной или нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве рентгеновских источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одной или нескольких рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах, при этом все рентгеновские полулинзы и линзы ориентируют так, чтобы их оптические оси пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

5. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области, осуществляют с помощью нескольких рентгеновских полулинз, преобразующих расходящееся излучение соответствующего количества разнесенных в пространстве источников в квазипараллельное, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам - с помощью одного или нескольких коллиматоров, при этом рентгеновские полулинзы и коллиматоры ориентируют так, чтобы оптические оси всех рентгеновских полулинз и центральных каналов всех коллиматоров пересекались в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

6. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области, осуществляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующее количество рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам осуществляют с помощью рентгеновских линз, фокусирующих это излучение на детекторах и имеющих второй фокус в указанной точке.

7. Способ по п. 1, отличающийся тем, что концентрацию рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области, осуществ-

ляют, используя один или несколько разнесенных в пространстве рентгеновских источников и соответствующее количество рентгеновских линз, фокусирующих расходящееся рентгеновское излучение каждого из источников в точке, к которой относят текущие результаты измерений, а транспортирование возникающего вторичного излучения к одному или нескольким детекторам осуществляют с помощью коллиматоров, ориентируемых таким образом, чтобы оптические оси их центральных каналов пересекались в указанной точке.

8. Устройство для получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения, содержащее средство позиционирования исследуемого объекта, рентгенооптическую систему, средства для относительного перемещения средства позиционирования исследуемого объекта и рентгенооптической системы, средство для обработки и отображения информации, датчики для определения координат точки, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области объекта, связанные со средством позиционирования исследуемого объекта и рентгенооптической системой, подключенные своими выходами к средству для обработки и отображения информации, при этом рентгенооптическая система содержит один или несколько рентгеновских источников, средства для концентрации излучения указанных одного или нескольких рентгеновских источников в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, одно или несколько средств для транспортирования возникающего вторичного излучения и расположенные у их выходов детекторы этого излучения, выходы которых подключены к средству для обработки и отображения информации.

9. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что рентгенооптическая система содержит несколько рентгеновских источников, каждое из средств для концентрации их излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, и средств для транспортирования возникающего в ней вторичного излучения к детекторам выполнено в виде коллиматора с каналами, ориентированными в зону концентрации излучения рентгеновских источников, при этом оптические оси центральных каналов всех коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

10. Устройство по п. 9, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, а коллиматоры имеют каналы, сфокусированные на этих источниках и расходящиеся в сторону средства позиционирования исследуемого объекта, между выходом каждого рентгеновского источника и входом соответствующего коллиматора расположен экран с отверстием.

11. Устройство по п. 9, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются протяженными, а коллиматоры имеют каналы, сужающиеся в сторону средства позиционирования исследуемого объекта.

12. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся из-

лучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской полулинзы, фокусирующей это излучение на детекторе, при этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

13. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской полулинзы, формирующей квазипараллельное излучение и имеющей фокус в зоне концентрации рентгеновского излучения, при этом оптические оси всех рентгеновских полулинз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

14. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской линзы, фокусирующей это излучение на детекто-

ре и имеющей второй фокус в зоне концентрации рентгеновского излучения, оптические оси всех рентгеновских полулинз и линз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

15. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, расходящимися в сторону соответствующего детектора, оптические оси всех рентгеновских линз и полулинз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

16. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской полулинзы, преобразующей расходящееся излучение соответствующего рентгеновского источника в квазипараллельное, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, сходящимися в сторону соответствующего детектора, оптические оси всех рентгеновских полулинз и

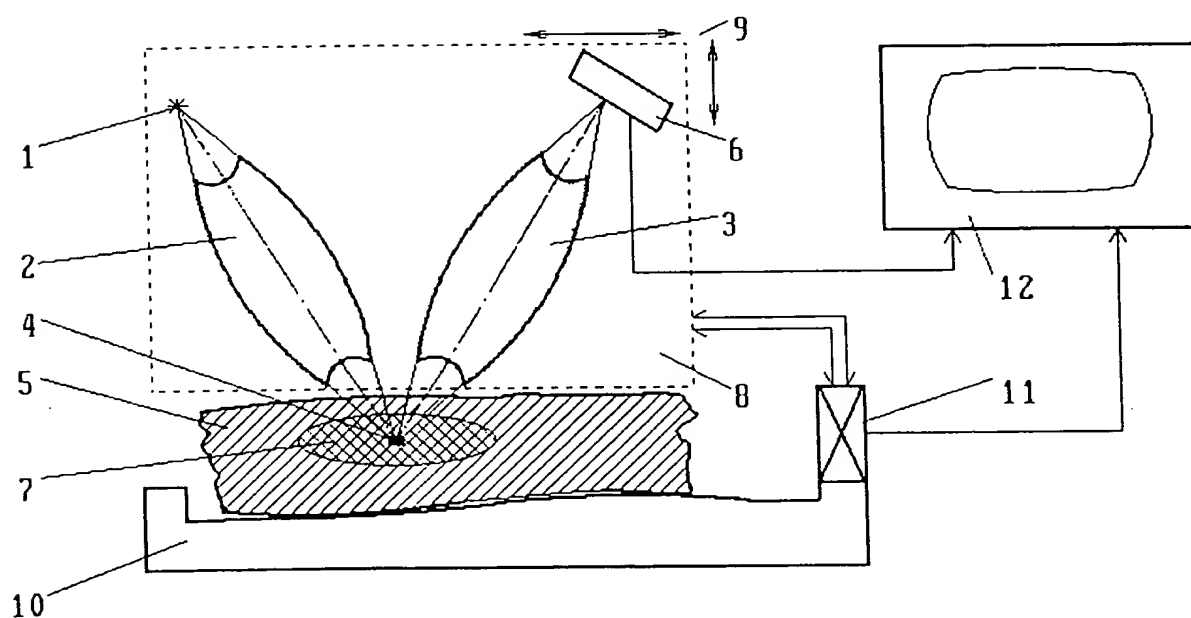
центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

17. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде рентгеновской линзы, фокусирующей это излучение на соответствующем детекторе, оптические оси всех рентгеновских линз пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

18. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, сходящимися в сторону соответствующего детектора, оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

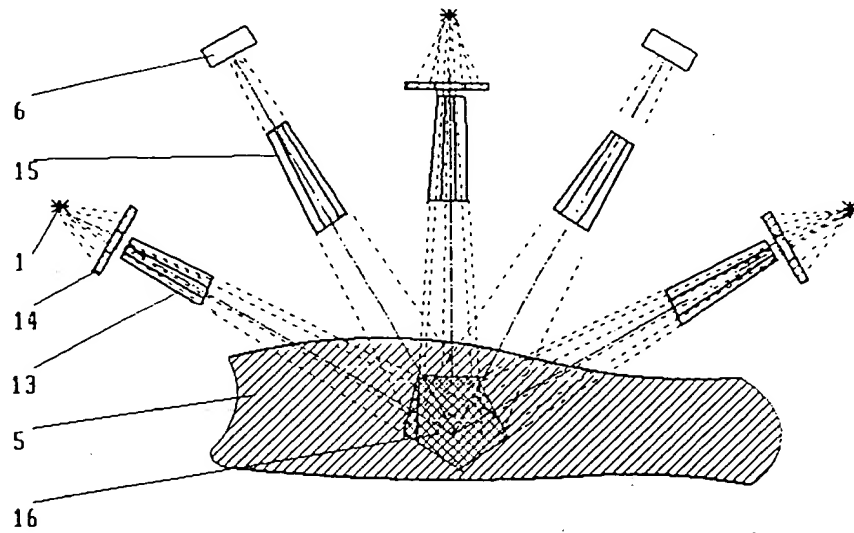
19. Устройство по п. 8, отличающееся тем, что входящие в состав рентгенооптической системы рентгеновские источники являются квазиточечными, каждое из средств для концентрации рентгеновского излучения в зоне, включающей точку, к которой относят текущие результаты измерений, выполнено в виде рентгеновской линзы, фокусирующей расходящееся излучение рентгеновского источника, а каждое из средств для транспортирования возникающего вторичного излучения к детектору - в виде коллиматора с каналами, расходящимися в сторону соответствующего детектора, оптические оси всех рентгеновских линз и центральных каналов коллиматоров пересекаются в точке, к которой относят текущие результаты измерений.

Способ получения изображения внутренней
структуры объекта с использованием
рентгеновского излучения и устройство для
его осуществления

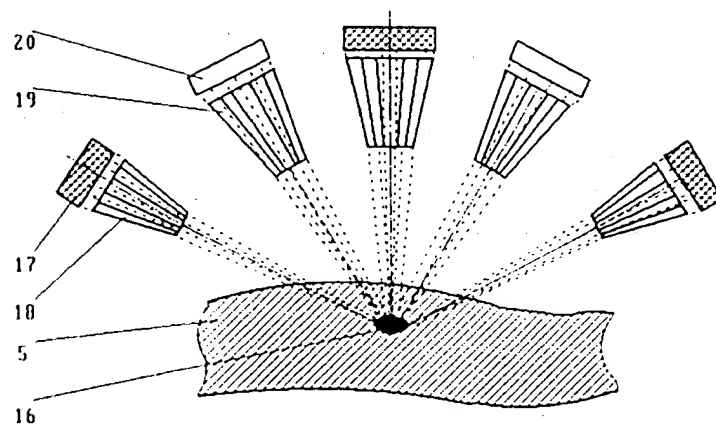


Фиг. 1

Способ получения изображения внутренней
структуры объекта с использованием
рентгеновского излучения и устройство для
его осуществления

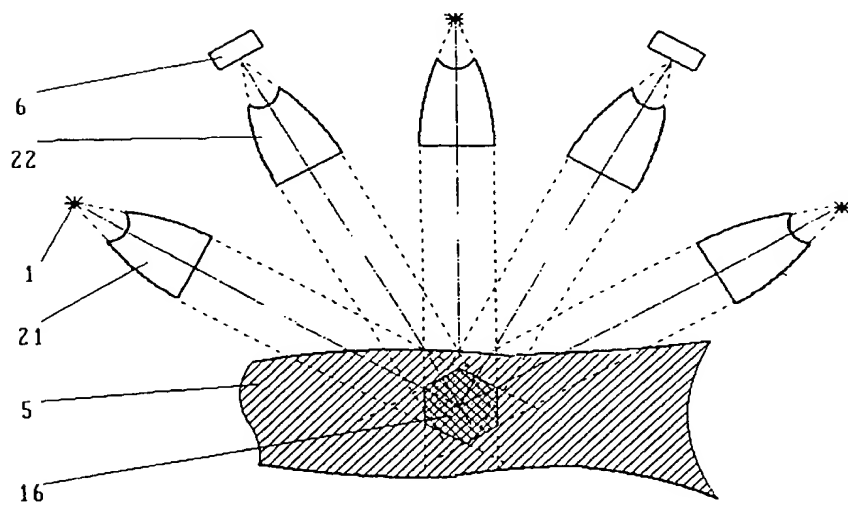


Фиг. 2

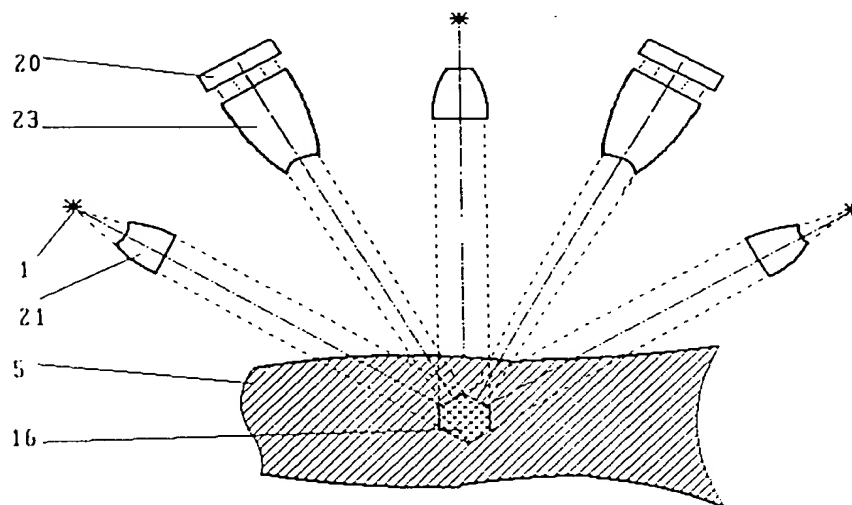


Фиг. 3

Способ получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения и устройство для его осуществления

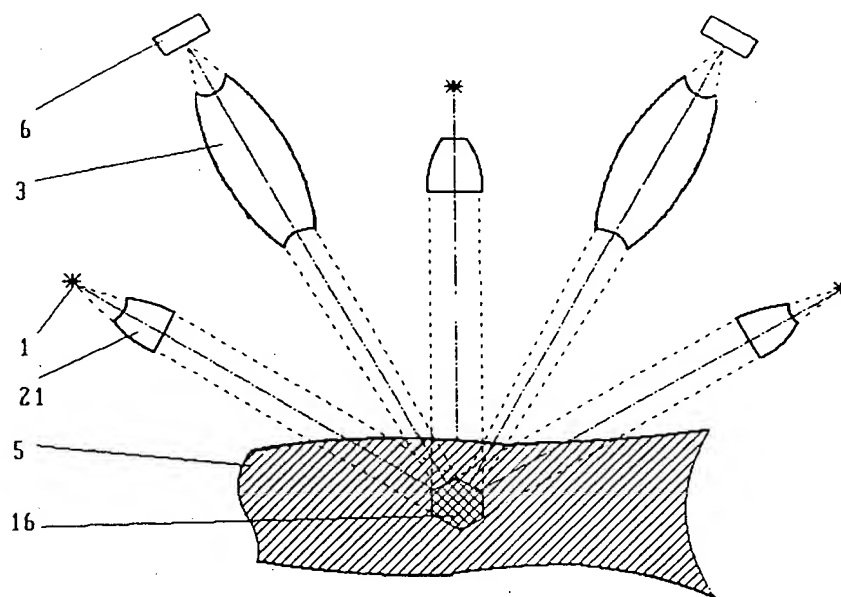


Фиг. 4

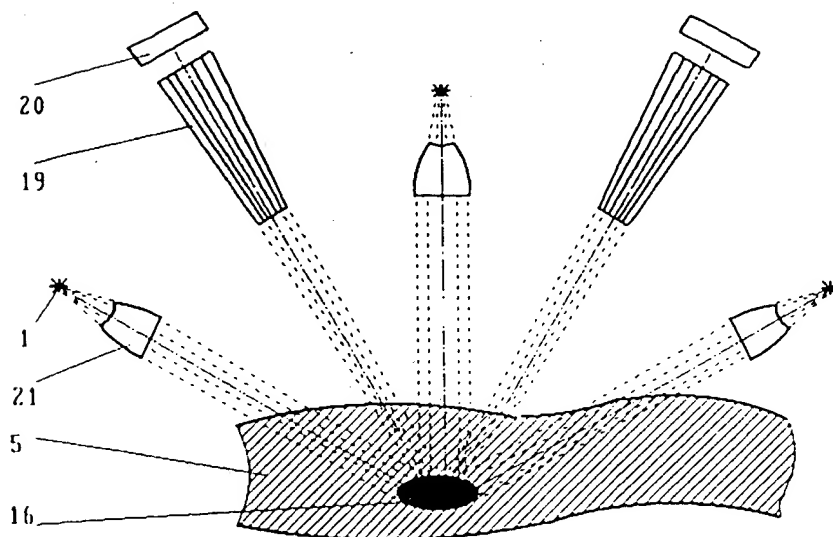


Фиг. 5

Способ получения изображения внутренней
структуры объекта с использованием
рентгеновского излучения и устройство для
его осуществления

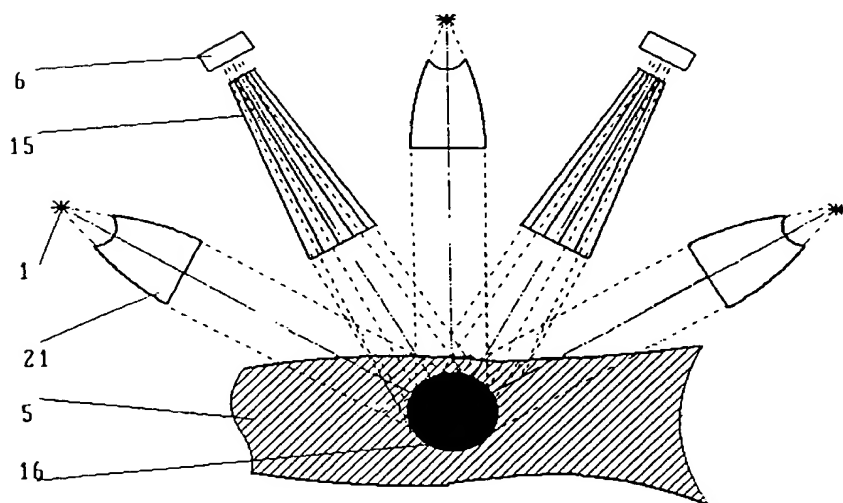


Фиг. 6

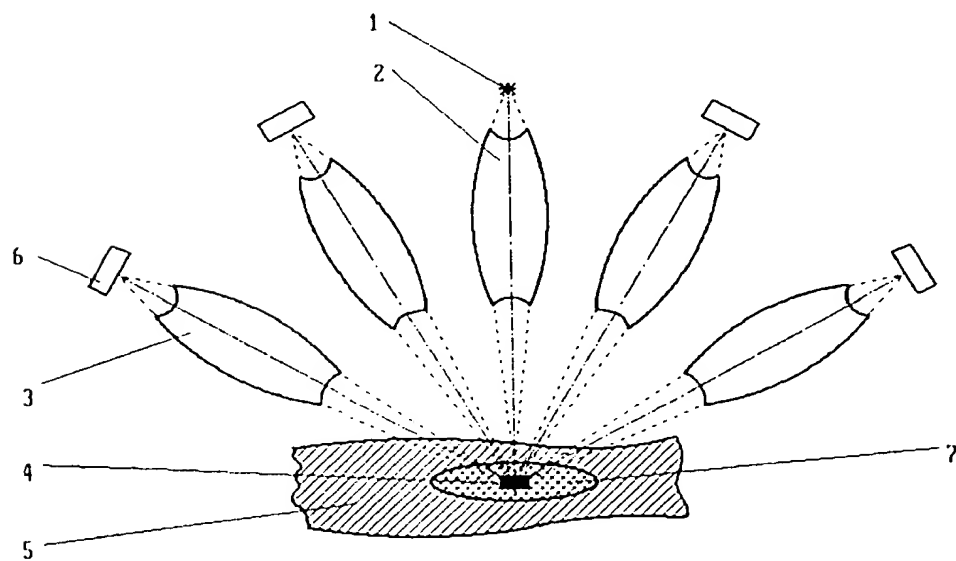


Фиг. 7

Способ получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения и устройство для его осуществления

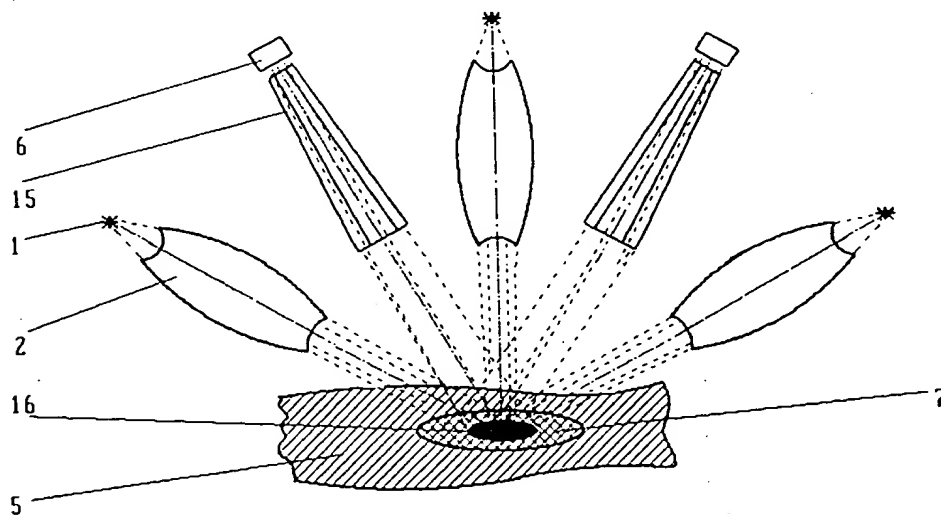


Фиг. 8

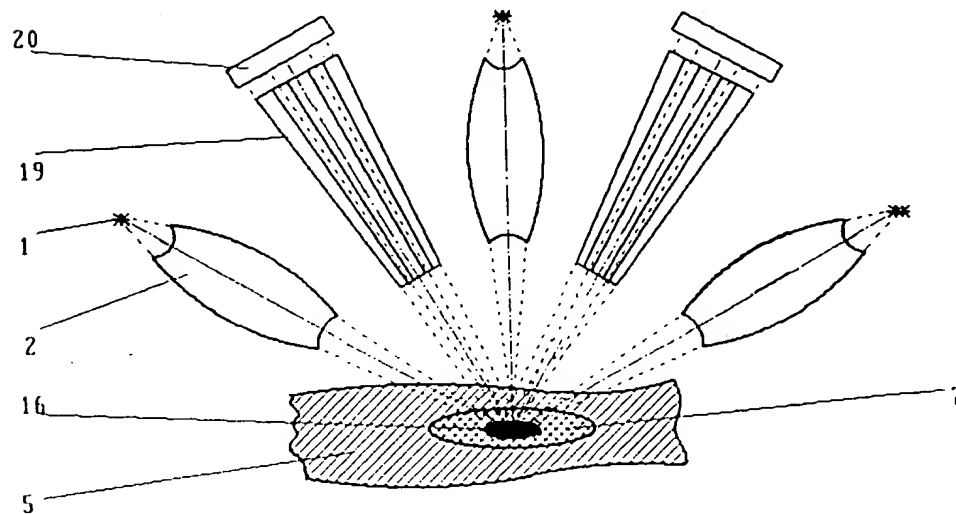


Фиг. 9

Способ получения изображения внутренней
структуры объекта с использованием
рентгеновского излучения и устройство для
его осуществления



Фиг. 10



Фиг. 11

Способ получения изображения внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения и устройство для его осуществления

Реферат

Изобретения, относящиеся к средствам внутривидения и предназначенные для получения в визуально воспринимаемой форме изображения внутренней структуры объекта, в частности биологического, направлены на повышение точности определения относительных показателей плотности вещества объекта в получаемом изображении в сочетании с исключением использования сложных и дорогостоящих технических средств; при использовании в диагностических целях в медицине уменьшается доза облучения тканей, окружающих исследуемые.

Рентгеновское излучение концентрируют (например, с помощью рентгеновской линзы 2) в зоне, включающей точку 4, к которой относят текущие результаты измерений, расположенной внутри исследуемой области 7 объекта 5. Возникающее в этой зоне вторичное рассеянное излучение (комptonовское, флуоресцентное) транспортируют (например, с помощью рентгеновской линзы 3) к одному или нескольким детекторам 6. Перемещая указанную зону, осуществляют сканирование исследуемой области 7 объекта 5 и по совокупности значений интенсивности вторичного излучения, получаемых с помощью одного или нескольких детекторов 6 и определяемых одновременно с координатами точки 4 судят о плотности вещества объекта в этой точке. Значения плотности вместе с соответствующими им значениями координат, получаемых с помощью датчиков 11, используют в средстве 12 обработки и отображения информации для построения картины распределения плотности вещества в исследуемой области объекта.

2 независимых и 18 зависимых пунктов формулы, 11 фигур чертежей

Способ получения изображения внутренней
структуры объекта с использованием
рентгеновского излучения и устройство для
его осуществления

